

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE ABBILDUNGSTREUE
BEI DER SZINTIGRAPHIE DER SCHILDDRÜSE

von

ELIAS TICHBI

1965

Aus dem Institut für Klinische Strahlenkunde
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Professor Dr. med. L. Diethelm

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE ABBILDUNGSTREUE
BEI DER SZINTIGRAPHIE DER SCHILDDRÜSE

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von

ELIAS TICHBI

aus Teheran/Iran

MAINZ 1964



Dekan: Professor Dr. K. Thomsen

Referent: Professor Dr. L. Diethelm

Tag der mündl. Prüfung: 2. Februar 1965

Gesamtherstellung: Ditters Bürodienst, Mainz



MEINEM SEHR VEREHRTEN
LEHRER UND RABBINER
HERRN PROFESSOR DR. ERNST RÓTH
GEWIDMET

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
2. Problemstellung	3
3. Methodik	3
4. Ergebnisse	13
5. Zusammenfassung	33
Literatur	34

1. EINLEITUNG

Die bekannte Affinität des Schilddrüsengewebes für Jod legte es nahe, sobald ein geeignetes radioaktives Isotop dieses Elementes verfügbar war, dieses Radioisotop (vor allem J^{131}) zur Untersuchung der Schilddrüsenfunktion heranzuziehen. Man ging dabei von dem Gedanken aus, daß eine geringe Menge des Radioisotops, die in den Organismus gebracht wird, das gleiche Schicksal wie die stabilen Atome des gleichen Elementes erleidet und daher eine Messung der Radioaktivität repräsentativ für das Verhalten des betreffenden Stoffes ist. Der quantitative Nachweis der Aktivität eines im Organismus inkorporierten Radioisotops kann praktisch nur dann erfolgen, wenn das betreffende Isotop γ -Strahlung aussendet. Das früher für die Untersuchung der Schilddrüse ausschließlich benutzte J^{131} ist ein β - und γ -Strahler. Eine Prüfung der Schilddrüsenfunktion bestand anfangs nur darin, daß die Akkumulierung des Radiojods in der Drüse in Abhängigkeit von der Zeit gemessen wurde, wobei als Meßinstrument ein abgeschirmtes GEIGER-MÜLLER-Zählrohr diente. Diese Messungen erfaßten die gesamte Schilddrüse und erlaubten keine genaue Lokalisation des speichernden Gewebes. Eine solche kann nur erfolgen, wenn die zu messende Strahlung möglichst gut ausgeblendet wird, d.h. wenn ein Kollimator verwendet wird. Die Kollimierung der Strahlung bringt einen erheblichen Intensitätsverlust beim Nachweis der Strahlung mit sich. Da die Nachweisempfindlichkeit des GEIGER-MÜLLER-Zählrohrs für γ -Strahlung sehr schlecht ist, benötigt man bei Lokalisationsmessungen dieser Art verhältnismäßig große Mengen an Radiojod, was wiederum eine erhebliche Strahlenbelastung für den Patienten mit sich bringt. Erst die Entwicklung eines für γ -Strahlung hochempfindlichen Nachweisgerätes, des Szintillationszählers, brachte hier den entscheidenden Fortschritt. Die ersten Lokalisationsmessungen wurden manuell durchgeführt, indem der Detektor von Hand Punkt für Punkt über die Schilddrüse geführt wurde. Das erste brauchbare automatische Lokalisationsgerät, Scanner genannt (to scan = abtasten), wurde 1951 von CASSEN, CURTIS und LIBBY (12) beschrieben. Der abgeschirmte Szintillationszähler wird zeilenförmig über das zu untersuchende Gebiet geführt und die gemessenen Impulsraten synchron als Strichmarken auf einem Papier abgedruckt. Es entsteht so ein Verteilungsmuster des inkorporierten Radioisotops. Dieses Scanningverfahren, auch Szintigraphie genannt, hat in der Folgezeit erhebliche technische Verbesserungen erfahren. Daneben ist es durch die Verwendung entsprechender radioaktiv-markierter Substanzen möglich geworden, auch andere Organe als die Schilddrüse, wie z.B. die Leber, Niere, Milz oder Pankreas abzubilden (8a, 38, 45, 58, 65). Die techni-

schen Weiterentwicklungen betrafen vor allem die Konstruktion besserer Kollimatoren, die Verwendung größerer Kristalle, die Einführung des Background-Cutoff (48), die Möglichkeit des Positronen-Scannings durch Benutzung zweier Detektoren und einer Koinzidenzapparatur, sowie das Verfahren der Kontrastanhebung im Fotoszintigramm (6), oder durch das Impuls-Zeit-Analysen-Verfahren (50).

Der Szintigraphie der Schilddrüse folgten Darstellungen der Leber mit J^{131} -markiertem Bengalrose (8) oder kolloidalem Au^{198} (15), die von Hirntumoren mit J^{131} -markiertem Serumalbumin oder Hg^{203} -Neohydrin, die der Nieren mit Hg^{203} -Neohydrin (45) oder Hg^{203} -Salyrgan, die des Herzens und großer Blutgefäße mit J^{131} -Serumalbumin, die der Milz mit ^{51}Cr -markierten, alterierten Erythrozyten (38, 65) und seit kurzem die des Pankreas mit Se^{75} -Selenomethionin.

Es ist derzeit möglich, jedes innere Organ szintigraphisch darzustellen, wenn nur ein spezifischer Anreicherungsprozeß einer geeigneten radioaktiv-markierten Substant für das Organ bekannt ist. Die Szintigraphie ist dabei in der Lage, Aussagen über Größe und Form sowie Lage des Organs und über Unterschiede in der spezifischen Speicherungsfähigkeit innerhalb des Organs zu machen. Für die Untersuchung der Schilddrüse ist es dabei von großer Wichtigkeit, daß mit Hilfe der Szintigraphie "heiße" und "kalte" Knoten aufgedeckt werden können.

"Kalte" Bezirke entsprechen dabei Schilddrüsengewebe, das nicht mehr in der Lage ist, Jod anzureichern. Sie erscheinen daher als "Löcher" im Szintigramm. "Heiße" Knoten dagegen speichern mehr Jod als das normale Schilddrüsengewebe und sind daher im Szintigramm als Gebiete großer Punktdichte oder Schwärzung zu erkennen.

2. PROBLEMSTELLUNG

Mit Hilfe der Szintigraphie kann man die Lokalisation von Substanzen vornehmen, die γ -Strahlung aussenden. Die Genauigkeit der Abbildung hängt dabei - neben dem Einfluß der statistischen Schwankung des radioaktiven Zerfalls - vor allem von der Kollimation der Strahlung ab. Da das Auflösungsvermögen eines Kollimators für eine γ -Strahlung bestimmter Energie von der Entfernung des Objekts vom Kollimator abhängt, wird dementsprechend auch die Abbildungstreue mit dieser Entfernung variieren. Außerdem spielt die Wahl der Scangeschwindigkeit, die Zeitkonstante des Ratemeters und die Frage der Ausblendung der charakteristischen γ -Strahlung des benutzten Isotops eine Rolle. Die Aufzeichnung des Meßergebnisses erfolgt heute fast ausschließlich in analoger Form. Bei dieser Modifizierung der Information kann durch die Verwendung des Background-Cutoff oder einer Kontrastanhebung eine weitere Verfälschung der Abbildung eintreten.

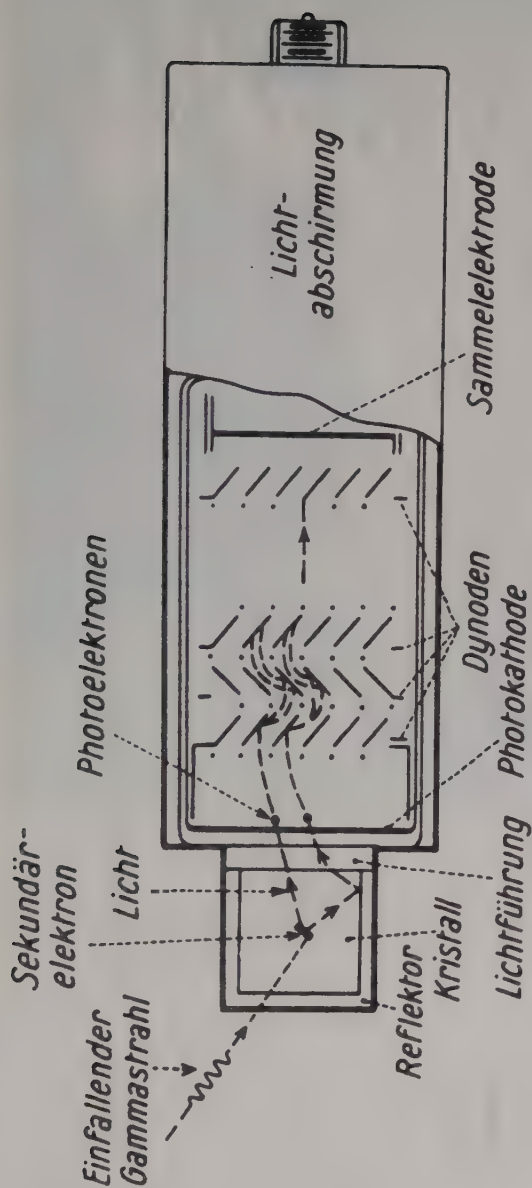
Da die Frage der Abbildungstreue und damit der exakten Größenbestimmung eines Organs mit der Szintigraphie eine wichtige Frage darstellt, sollte sie anhand von Modellen durch Veränderung einer Reihe von Parametern geprüft werden. Das Problem ist insofern von aktuellem klinischem Interesse, als die Bestimmung des Schilddrüsengewichts eine Voraussetzung zur genauen Dosierung bei der Therapie von Schilddrüsenerkrankungen mit Hilfe von Radiojod ist.

3. METHODIK

Für den Nachweis inkorporierter radioaktiver Substanzen durch externe Messungen eignen sich ausschließlich Gammastrahler. Gammastrahlung ist infolge ihrer großen Durchdringungsfähigkeit in der Lage, auch dickere Schichten absorbierenden Gewebes zu durchsetzen, so daß die aus einem inneren Organ austretenden Strahlen noch an der Körperoberfläche gemessen werden können. In den Jahren nach dem zweiten Weltkrieg wurde in dem Szintillationszähler ein hochempfindliches Nachweisgerät für Gammastrahlung entwickelt. Seine wesentlichen Bestandteile sind (siehe Abb.1):

Ein Szintillationskristall, meist aus NaJ, das mit Tl aktiviert ist. In dem Kristall wird die einfallende Gamma-Strahlung durch eine Reihe von Absorptions- und Anregungsprozessen in Lichtblitze umgewandelt. Dieses Licht fällt auf die Fotokathode eines Fotomultipliers. Hier werden je nach Intensität des Lichtblitzes eine mehr oder weniger große Anzahl von Elektronen ausge-

löst. Der entstehende schwache Elektronenstrom wird in dem Fotomultiplier um den Faktor 10^6 bis 10^7 verstärkt. Der Stromimpuls am Ende des Multipliers ist groß genug, um einem Vorverstärker und dann den üblichen elektronischen Verstärker- und Registriereinheiten zugeführt zu werden. Der Szintillationszähler ist das z.Zt. geeignetste Meßinstrument für γ -Strahlung. Ein besonderer Vorteil ist, daß die Impulshöhe am Ausgang des Zählers proportional zur Energie der einfallenden γ -Strahlung ist. Es ist daher mit elektronischen Mitteln eine Sortierung der γ -Strahlung nach ihrer Energie und Wellenlänge, d.h. eine Spektrometrie möglich. Dies erlaubt z.B. die Identifizierung unbekannter Strahler aus ihrem γ -Spektrum. Andererseits ist es möglich, das Spektrometer so einzustellen, daß nur die dem verwendeten Radioisotop charakteristische γ -Strahlung zur Messung kommt. Dies ist für viele Meßprobleme von Vorteil. Der Szintillationskristall kann leicht in eine dem Meßproblem günstige Form gebracht werden; so dient der Bohrlochkristall zur Messung kleiner Flüssigkeitsmengen. Zur Reduzierung des Nulleffektes ist eine möglichst starke Bleiabschirmung erforderlich. Ein Problem von besonderer Wichtigkeit ist das der Kollimation der einfallenden Strahlung. Für Funktionsprüfungen, wie z.B. die der SD mit Radiojod, ist es erforderlich, gleichzeitig das gesamte SD-Gewebe zu erfassen. Man benutzt daher hier Kollimatoren mit weiten Öffnungen, z.B. zylindrische oder schwach konische Kollimatoren. Will man jedoch, wie z.B. in der Szintigraphie eine möglichst genaue Lokalisation der strahlenden Substanz vornehmen, so muß man eine enge Ausblendung der Strahlung erreichen. Hierzu dienen sog. Honeycomb-Kollimatoren, deren zahlreiche Bohrungen wie in einer Honigwabe angeordnet sind und konisch auf einen bestimmten Punkt, den Fokus, zulaufen. Hierdurch wird erreicht, daß weitgehend nur Strahlung, die aus der nächsten Umgebung des Fokus kommt, gemessen wird. Das Auflösungsvermögen eines solchen Kollimators wird durch sein Isoimpulslinienbild gegeben. Es wird so gewonnen, daß eine punktförmige Strahlenquelle unterhalb des Kollimators an verschiedene Stellen gebracht wird und für jeden Ort die gemessene Impulszahl bestimmt wird. Man erhält dann Linien gleicher Intensität, die angeben, wieviel jeder Punkt zur gemessenen Gesamtintensität beiträgt.



Kopf eines Szintillationszählers

Abb. 1. Schematische Darstellung eines Szintillationszählers.

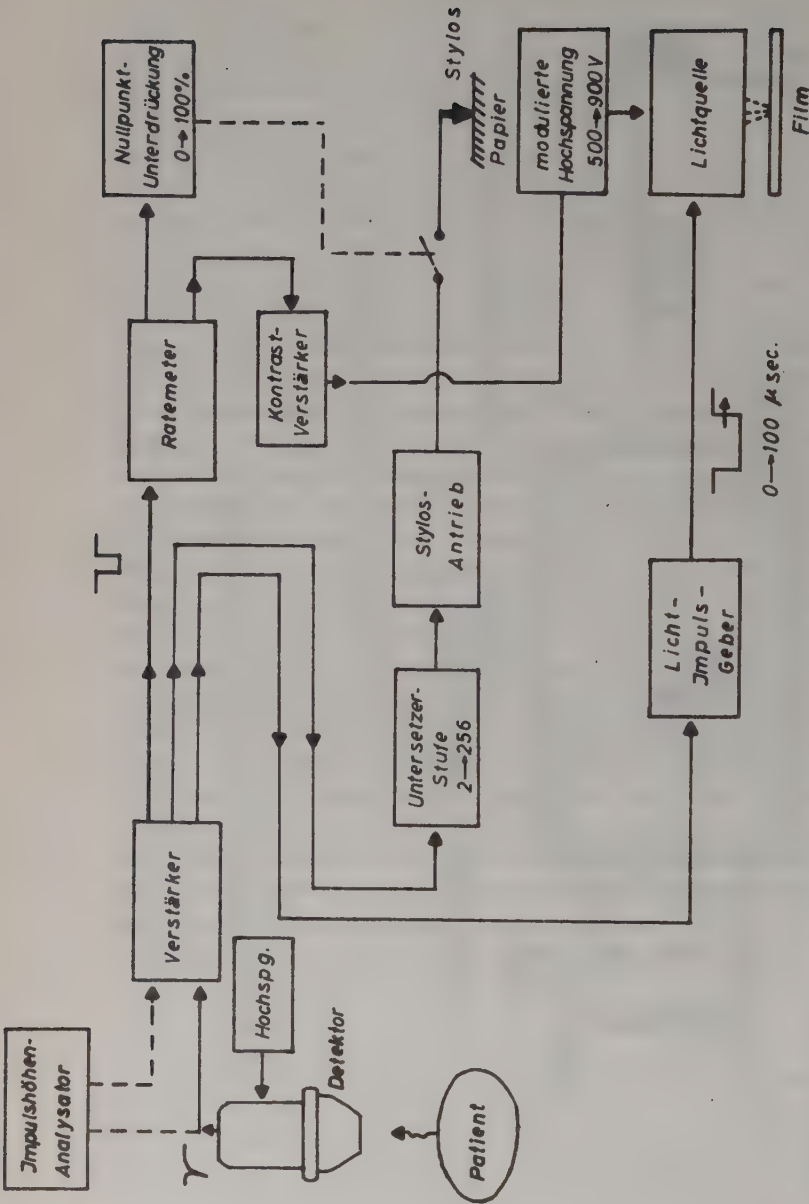


Abb. 2 a. Blockschalbild des benutzten Scanners.

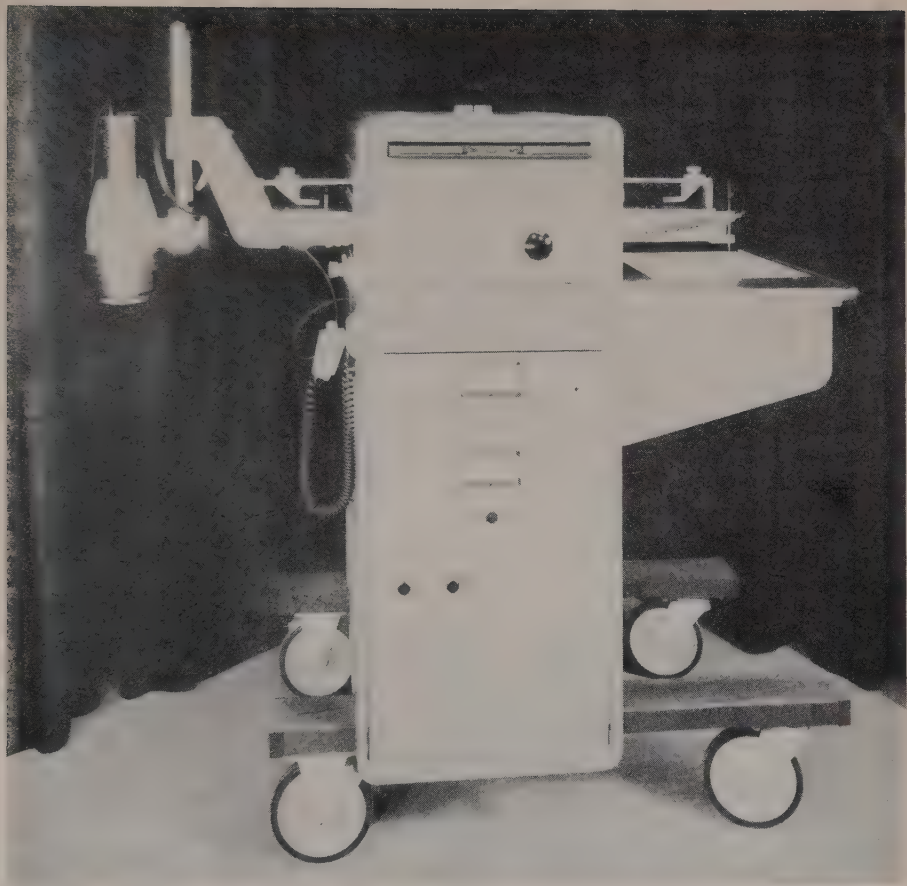


Abb. 2 b: Abbildung des verwendeten Szintigraphen (PICKER-MAGNASCANNER)

Die Lokalisation radioaktiver Stoffe erfolgt heutzutage mit dem bewährten Scanningverfahren. Ein Scanner oder Szintigraph besteht aus einem abgeschirmten Szintillationszähler, der mit einem Kollimator versehen ist, der notwendigen elektronischen Ausrüstung, wie Verstärker, Hochspannungseinheit, Impulshöhenanalysator sowie einem Motorantrieb zur Bewegung des Szintillationszählers, und den Registriersystemen. Zur Untersuchung wird der Szintillationszähler zeilenförmig über das zu messende Gebiet geführt (to scan = abtasten). Proportional zur Aktivität am Ort der Messung werden den Registriersystemen Impulse zugeführt, so daß auf diese Weise ein genaues Bild der Aktivitätsverteilung aufgezeichnet wird. Es werden zwei grundsätzlich verschiedene Registriersysteme benutzt:

1) mechanische oder elektromechanische Registrierung. Hier werden in der Folge der ankommenden Impulse Strichmarken gedruckt oder durch Funkenüberschlag ein Spezialpapier geschwärzt. Die Anzahl der Marken pro Längeneinheit ist dabei ein Maß für die nachgewiesene Aktivität. Um unerwünschte Untergrundstrahlung auszuschalten, besitzen die Systeme meist ein sog. Background-Cutoff, d.h. eine Nullpunktsunterdrückungsstufe, die variabel einstellbar ist. Die Registrierung beginnt erst bei Überschreitung einer bestimmten vorgegebenen Impulsrate. Hierdurch kann z.B. bei Organdarstellungen eine eventuell noch im Blut vorhandene Aktivität von der Darstellung ausgeschlossen werden.

2) Photographische Registrierung. Hier steuert die Impulsrate die Helligkeit einer Lichtquelle, deren Licht ihrerseits einen Röntgenfilm schwärzt. Die Schwärzung des Films ist dann ein Maß für die Aktivität am jeweiligen Meßort. Die Fotoregistrierung ist meist mit der Möglichkeit der Kontrastanhebung versehen. Auf elektronischem Wege kann ein ganz bestimmter Impulsratenbereich dem linearen Teil der Gradationskurve des verwendeten Films angepaßt werden, so daß auch geringe Impulsratenunterschiede mit hohem Kontrast dargestellt werden können.

Das so entstehende Szintigramm soll Auskunft geben über:

1. Die genaue Lage funktionstüchtigen, d.h. Jod-speichernden Gewebes,
2. Unterschiede der Speicherfähigkeit oder auch der Dicke des vorliegenden funktionstüchtigen Gewebes.

Für die Beurteilung der letzteren ist ein hoher Kontrast der Abbildung erforderlich, der auf dem beschriebenen Wege erreicht werden kann.

Für die genaue Lokalisation des speichernden Gewebes ist eine Kenntnis der

Abbildungstreue des szintigraphischen Verfahrens notwendig. Es ist z.B. ohne weiteres einzusehen, daß die Benutzung des Cutoff-Verfahrens, d.h. das Vorgeben einer bestimmten Impulsrate, vor deren Überschreitung keine Aufzeichnung stattfindet, die Gefahr in sich birgt, daß bestimmte Bereiche in der Darstellung unterdrückt werden, falls das Cutoff zu hoch angesetzt wird. Die Fläche des Szintigramms hängt also von der Background-Unterdrückung ab, ebenso im Fotoszintigramm von der gewählten Kontrastanhebung.

Entscheidend für die Qualität der Abbildung sind ferner die Eigenschaften des verwendeten Kollimators, insbesondere sein Auflösungsvermögen. Beim Überfahren einer Aktivitätskante gelangt bereits Strahlung auf den Detektor, bevor die Mitte der Bohrung des Kollimators die Kante erreicht hat. Außerdem ist die Abschirmung des Kollimators nicht absolut dicht, so daß auch γ -Strahlen durch den Kollimator hindurchtreten. Da die jetzt üblichen fokussierenden Kollimatoren ihren Fokus in einer bestimmten Entfernung besitzen, ist das Auflösungsvermögen zudem vom Abstand Kollimator-Objekt abhängig. Schließlich wird die Background-Unterdrückung durch das Ratemeter des Scanners gesteuert. Dieses besitzt eine endliche Dämpfung, so daß bei Erreichen einer Aktivitätskante eine endliche Zeit vergeht, bis der Ratemeterausschlag den vollen Wert der Impulsrate erreicht. Dementsprechend vergeht auch eine bestimmte Zeit, bis die Cutoffschränke überschritten wird. Je nach der Geschwindigkeit, mit der der Detektor bewegt wird, bedingt dies eine Verschleppung der eben geschriebenen Zeile. Ebenso wird beim Verlassen des aktivitätsspeichernden Gebiets eine Verschleppung in Richtung des Scannings eintreten. Man erhält so eine Verzerrung der gesamten Szintigrammfläche, die von der Scangeschwindigkeit und der Dämpfung des Ratemeters abhängt. Alle diese Faktoren können die szintigraphische Abbildung, insbesondere den Flächeninhalt des Szintigramms beeinflussen. Gerade aber bei der Schilddrüsenszintigraphie kommt es auf eine sehr genaue topographische Zuordnung des funktionstüchtigen Gewebes oder sogenannter kalter Bereiche, speziell zu einem etwaigen Tastbefund, an.

Diese Abbildungsverhältnisse sollten daher in Abhängigkeit von den verschiedenen Parametern untersucht werden. Als Scanner wurde ein Magnascanner der Firma PICKER benutzt. Der Scanner besitzt einen Detektor, der mit einem großen, 3 x 2 Zoll-Kristall versehen ist, und für den zwei Kollimatoren, ein Feinfokus-Kollimator mit 31 Bohrungen und ein Grobfokus-Kollimator mit 19 Bohrungen, vorhanden sind. Der Scanner verfügt über die zwei getrennten Registriersysteme der Stylos- und Fotoregistrierung. Die Scangeschwindigkeit ist zwischen 10 und 60 cm/min stufenlos regelbar. Schließlich besitzt das

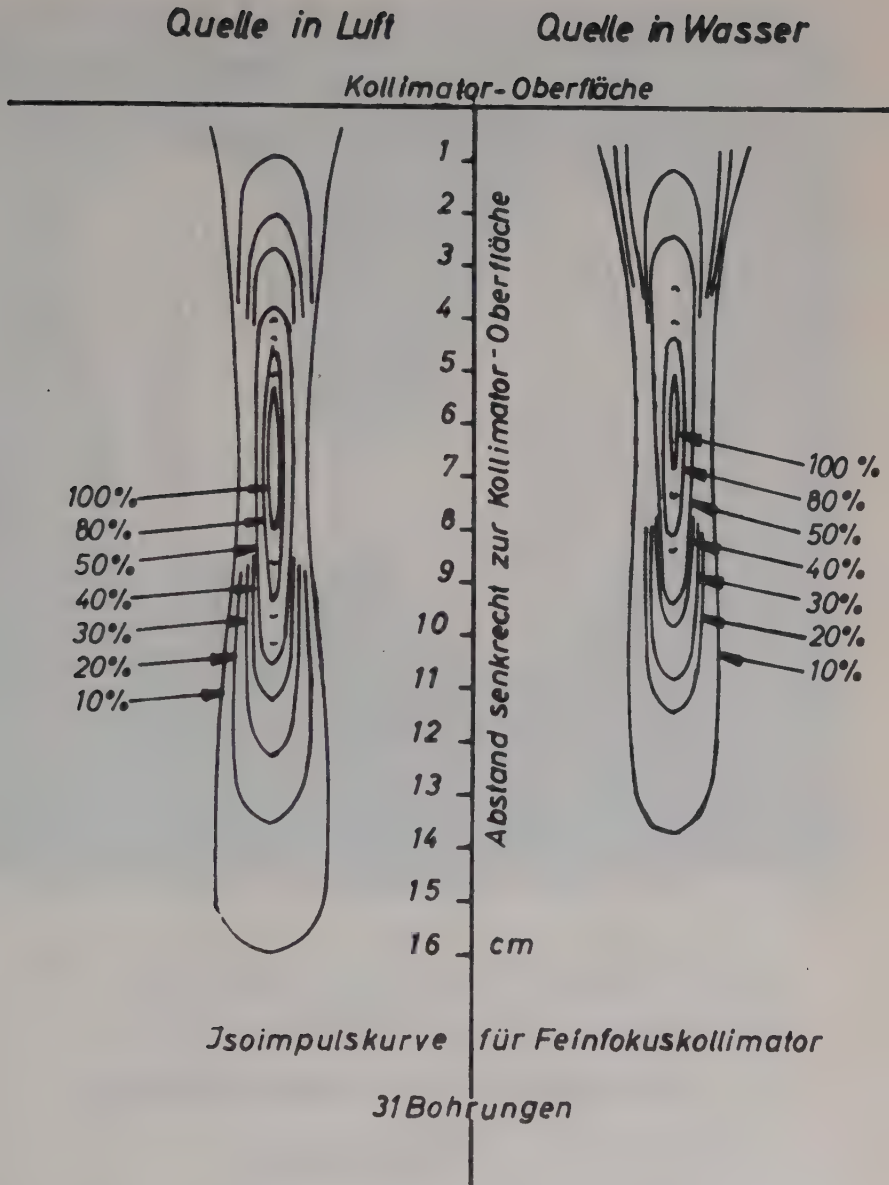
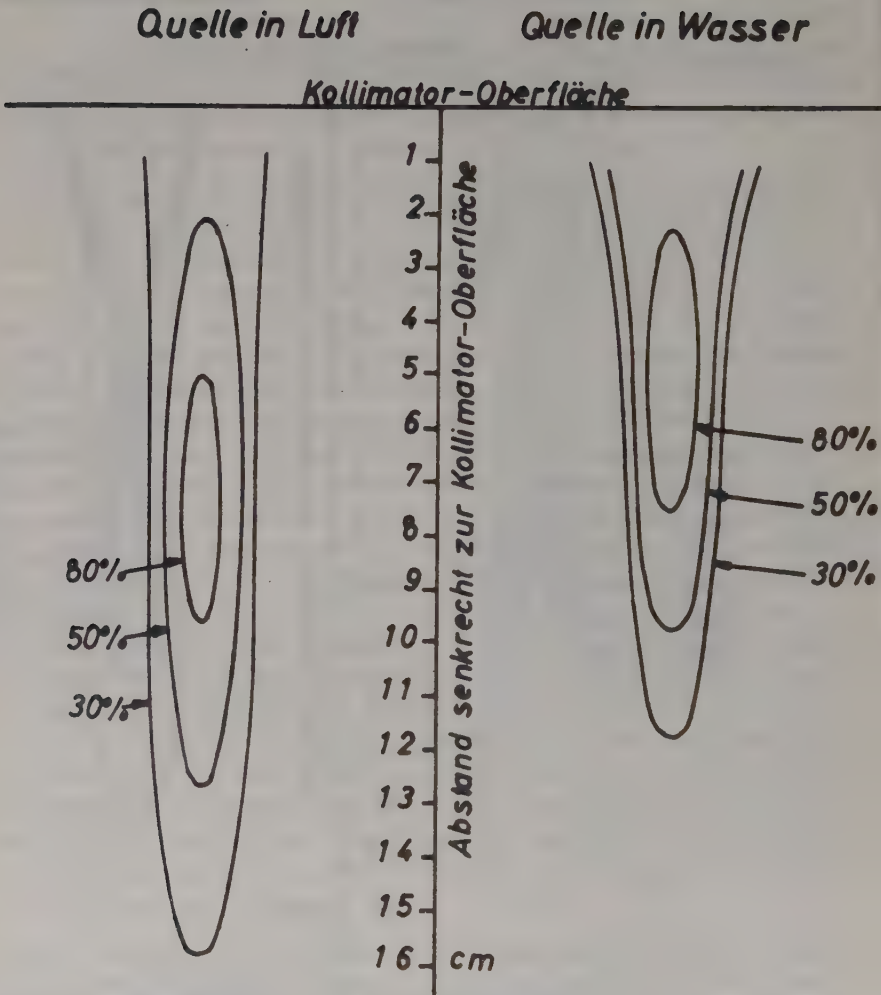


Abb. 3. Isoimpulslinienbild für den verwendeten Feinfokuskollimator mit 31 Bohrungen.

Links: Quelle in Luft, rechts: Quelle in Wasser.



Isoimpulskurve für Grobfokuskollimator

19 Bohrungen

Abb. 4. . Isoimpulslinienbild für den verwendeten Grobfokuskollimator mit 19 Bohrungen.

Links: Quelle in Luft, rechts: Quelle in Wasser.



Abb. 5: Photographie des verwendeten Phantoms. Beide Lappen des Schilddrüsenmodells sind verschieden dick. Der rechte Lappen enthält zwei heiße Knoten, der linke einen heißen und einen kalten.



Abb. 5 a. Stylosszintigramm des Schilddrüsenphantoms.

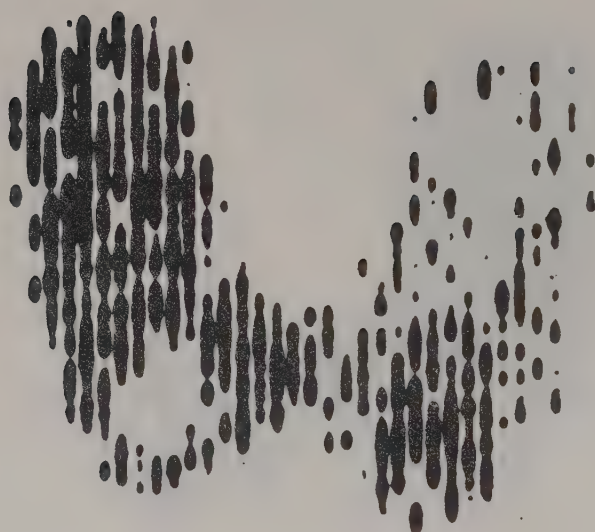


Abb. 5b. Photoszintigramm des Schilddrüsenphantoms.

Gerät die notwendigen elektronischen Einheiten, wie Linearverstärker, Hochspannungsversorgung und Impulshöhenanalysator.

Die Charakteristik der Kollimatoren ist durch ihr Isoimpulslinienbild gegeben (s. Abb.3, 4). Wie man sieht, ist das Auflösungsvermögen des 31-Loch-Honeycomb-Kollimators größer als das des 19-Loch-Kollimators, jedoch ist dafür seine Tiefenschärfe, d.h. das Gebiet, das in der Tiefe scharf abgebildet wird, erheblich geringer. Abstandsänderungen werden sich daher hier weit stärker bemerkbar machen.

Die Untersuchungen wurden an einem Schilddrüsenphantom aus Plastik vorgenommen (Abb.5). Es kann mit der radioaktiven Flüssigkeit gefüllt werden. Beide Lappen sind unterschiedlich dick; sie enthalten zusätzlich kalte und heiße Bezirke.

Als Radioisotope wurden J^{131} und J^{125} verwendet, da letzteres seit kurzer Zeit in zunehmendem Maße für die SD-Szintigraphie Verwendung findet.

4. ERGEBNISSE

Ändert man bei sonst festgehaltenen Bedingungen den Abstand zwischen Detektor und Objekt - in diesem Falle dem Schilddrüsenphantom - so bemerkt man bei dieser Variation eine Änderung des Flächeninhaltes des Szintigramms. Mit zunehmender Entfernung nimmt die Fläche zunächst ab, dann wieder zu. Befindet sich das Phantom in Luft, so liegt das Minimum der Fläche für beide Kollimatoren bei 6 cm Entfernung zwischen Kollimatoroberfläche und Phantomboberfläche. Da der Fokusabstand für beide Kollimatoren in Luft 7,5 cm beträgt, entspricht dies den Erwartungen. Bei gleicher Cutoff-Vorwahl ist dabei die Fläche bei Verwendung des 19-Loch-Kollimators größer als bei dem 31-Loch-Kollimator (Abb.6, 7). Bringt man das Phantom in Wasser, so wandert das Minimum der Szintigrammfläche in eine Entfernung von 5 cm. Dies entspricht dem Fokusabstand der Kollimatoren für ein Objekt in Wasser (6 cm). Die Änderungen erfolgen im Stylos- und im Fotoszintigramm in gleicher Weise (Abb.8, 9), wobei das Ausmaß der Flächenveränderung im Fotoszintigramm etwas geringer ist als im Stylosszintigramm. Insgesamt bewegen sich die Flächeninhaltsveränderungen bei Abstandsänderungen zwischen 2 und 12 cm in Größenordnungen von 25 bis maximal 30 Prozent.

Der wesentliche Einfluß des Cutoffs auf die Größe des Szintigramms zeigt sich in den Abb.10-13. Die Abnahme der Szintigrammfläche erfolgt dabei nicht gleichmäßig, sondern in bestimmten Bereichen stärker als in anderen. Dies liegt in der Bauart des Phantoms begründet, dessen einer Lappen dünner als der andere ist. Es ist selbstverständlich, daß diese Verhältnisse ganz von der individuellen Gestalt der Schilddrüse abhängen. Bei der Vielfalt der morphologischen Möglichkeiten gerade bei der Schilddrüse sind so sehr unterschiedliche Einflüsse des Cutoff auf den Inhalt der Szintigrammfläche zu erwarten.

Ebenso kommt es bei der Steigerung des Kontrasts im Fotoszintigramm durch Wahl verschiedener Kennlinien für die Steuerung der Kathodenstrahlröhre zu einer Abnahme des Flächeninhaltes des Szintigramms, der sich allerdings erst bei erheblicher Kontraststeigerung stärker bemerkbar macht (Abb.14, 15). Eine Geschwindigkeitsänderung beim Scanning - bei sonst gleichen Bedingungen - hat ebenfalls einen gewissen Einfluß auf die Szintigrammfläche, wobei sich ein Minimum bei 28 cm/min zeigt. Die Abhängigkeit dürfte in erster Linie auf die endliche Dämpfung des Ratemeters und die damit verbundene Zeilenverschleppung zurückzuführen sein (Abb.16, 17). Ändert man bei gleicher maximaler Impulsrate und gleichem Cutoff die Fensterbreite des Impulshöhenanalysators, so ist zunächst bei Verringerung der Fensterbreite des Spektrometers eine Abnahme der Szintigrammfläche zu beobachten, die darauf zurückzuführen ist, daß sich das Auflösungsvermögen des Kollimators ändert und der Untergrund durch Streustrahlung zunehmend eliminiert wird. Das Minimum liegt bei der Verwendung von J^{131} bei einer unteren Diskriminatorschwelle von 300 keV. Bei dieser Einstellung ist der gesamte Photopeak erfaßt. Anschließend tritt bei etwa 340 keV nochmals ein Maximum auf, das möglicherweise darauf zurückzuführen ist, daß zur Erreichung gleicher maximaler Impulsrate jetzt erhebliche Aktivitätsmengen zugeführt werden müssen (Abb.18, 19).

Bei Verwendung von J^{125} ist die Beeinflussung des Flächeninhalts des Szintigramms durch Cutoff und Kontraststeigerung stärker ausgeprägt als bei der Verwendung von J^{131} (Abb.22, 23).

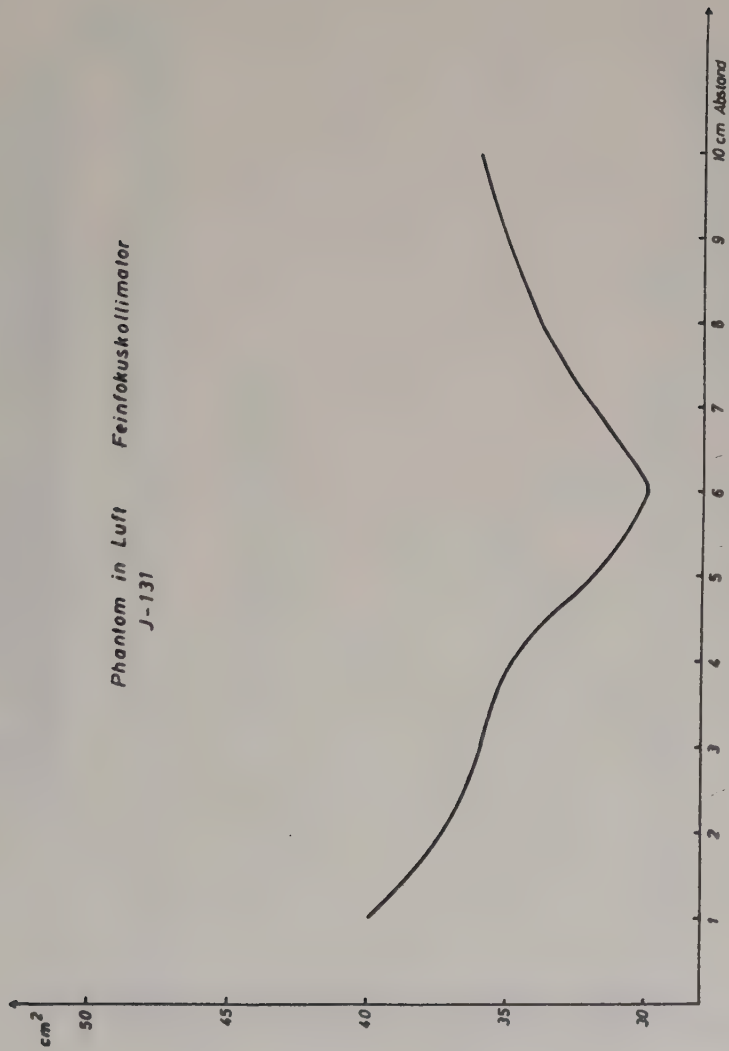


Abb. 6. Abhängigkeit des Flächeninhalts des Szintigramms vom Abstand
Phantom-Kollimatoroberfläche. Feinfokuskollimator, Phantom
in Luft. Stylosszintigramm.

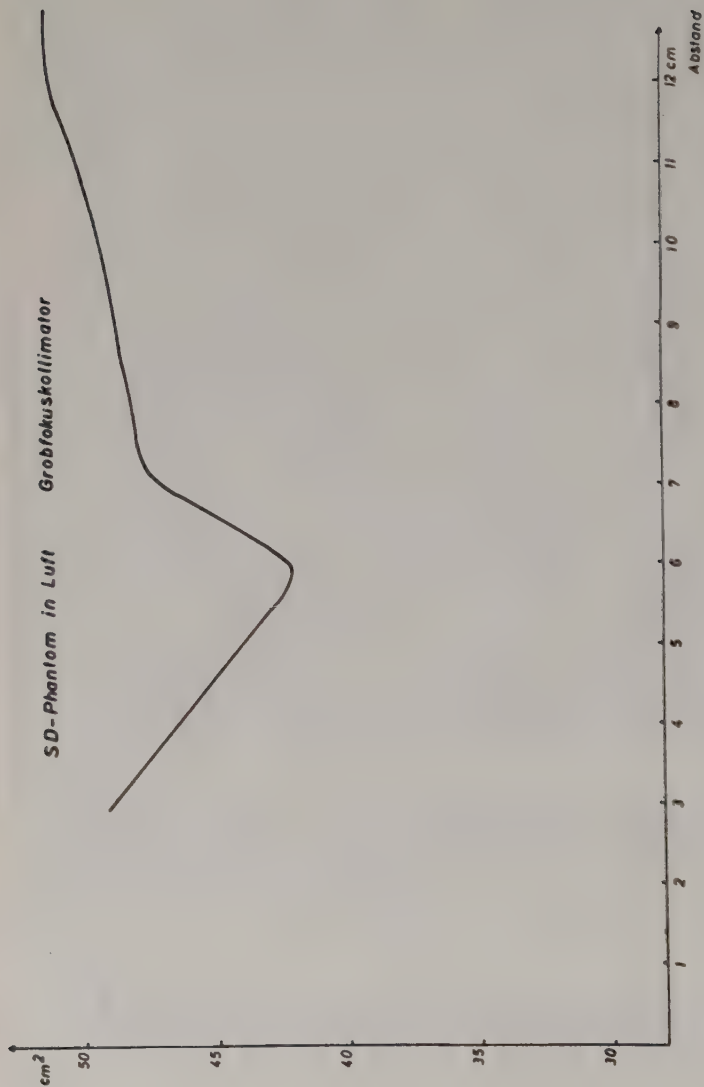


Abb. 7. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms vom Abstand
Phantom-Kollimatoroberfläche. Grobfokuskollimator. Phantom
in Luft. Stylusszintigramm.

Phantom in Wasser Feinfokuskollimator
(1 cm Wasserdicke) Fotoszintigramm
J-131

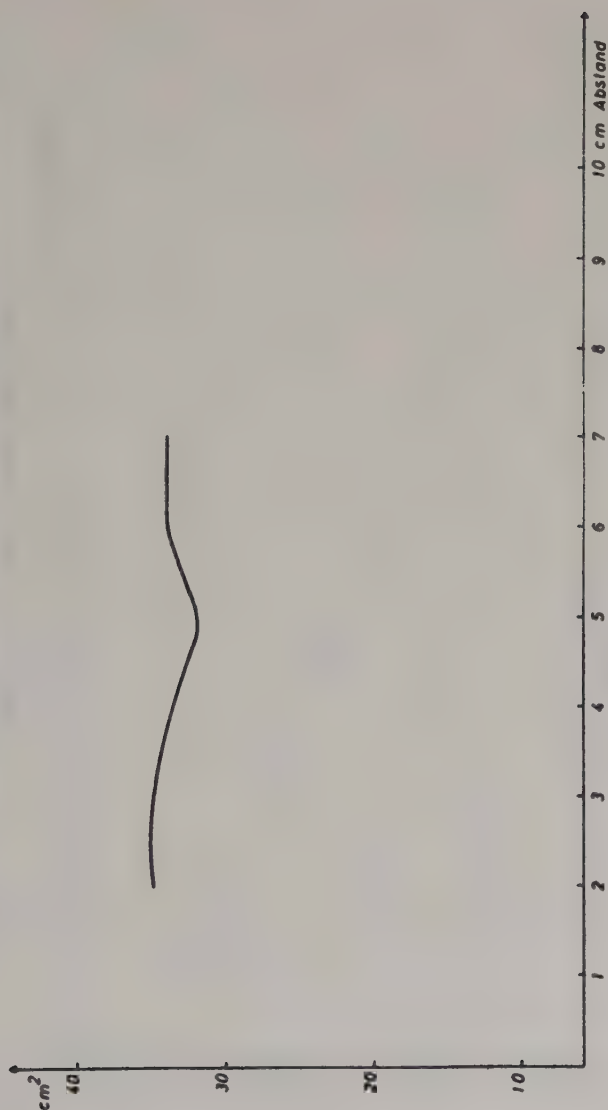


Abb. 8. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms vom Abstand
Phantom-Kollimatoroberfläche. Feinfokuskollimator. Phantom
in Wasser. Fotoszintigramm.

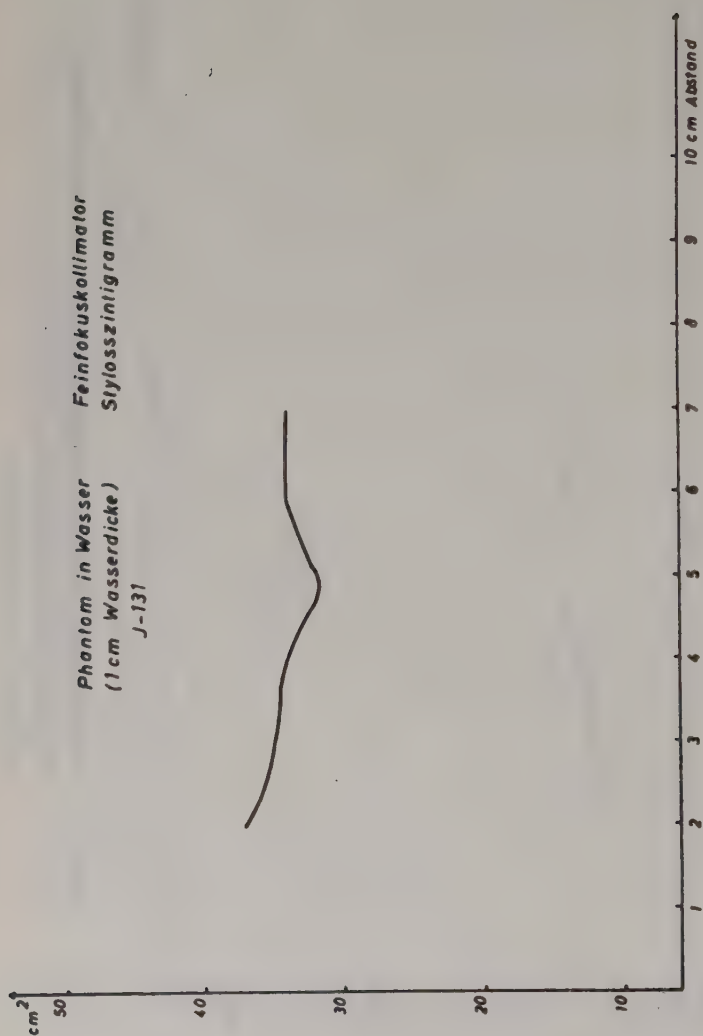


Abb. 9. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms vom Abstand
Phantom-Kollimatoroberfläche. Feinfokuskollimator. Phantom
in Wasser. Stylosszintigramm.

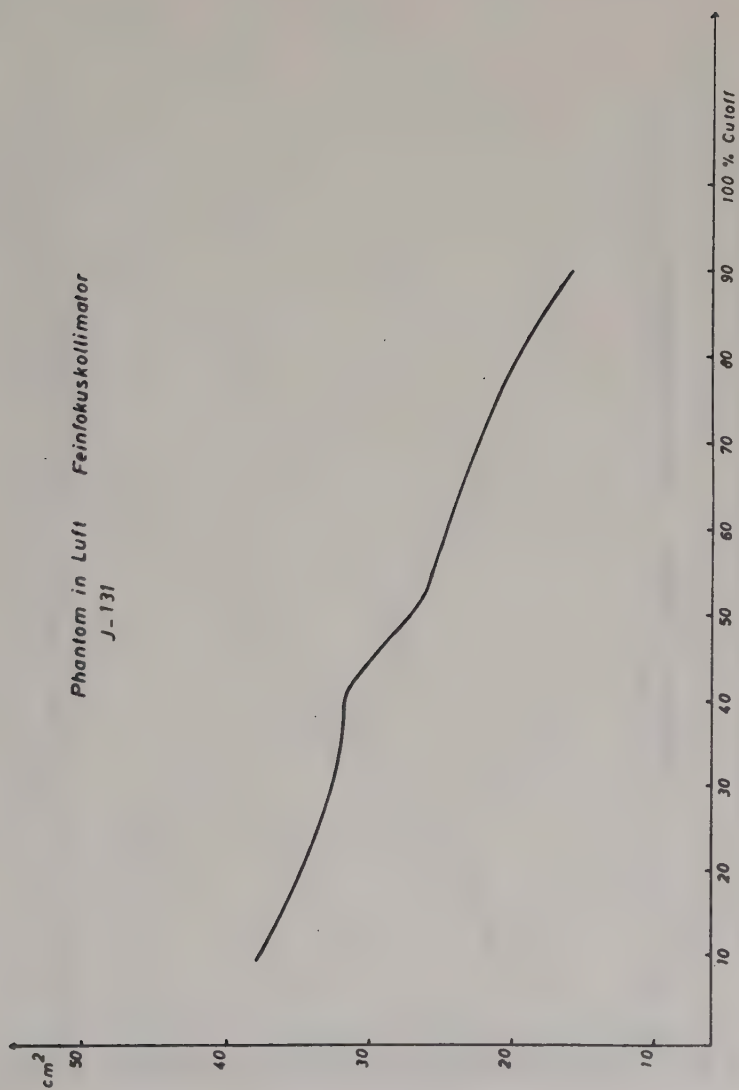


Abb. 10. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms vom verwendeten Cutoff. Feinfokuskollimator, Phantom in Luft.

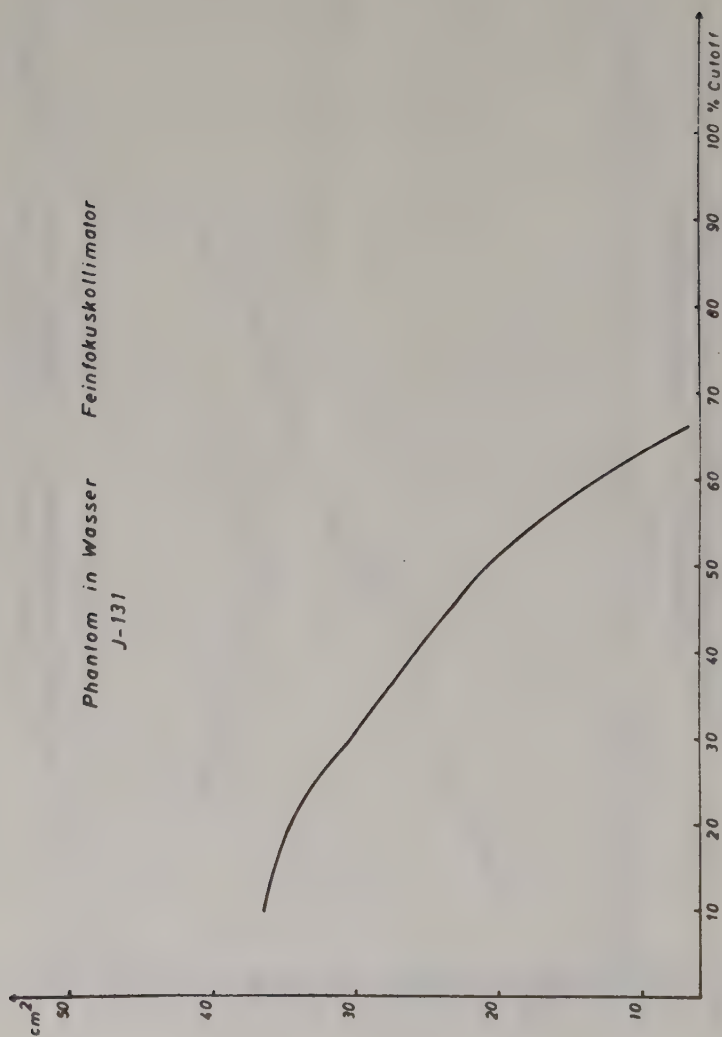


Abb. 11. Abhängigkeit des Flächeninhalts des Szintigramms vom verwendeten Cutoff. Feinfokuskollimator. Phantom in Wasser.

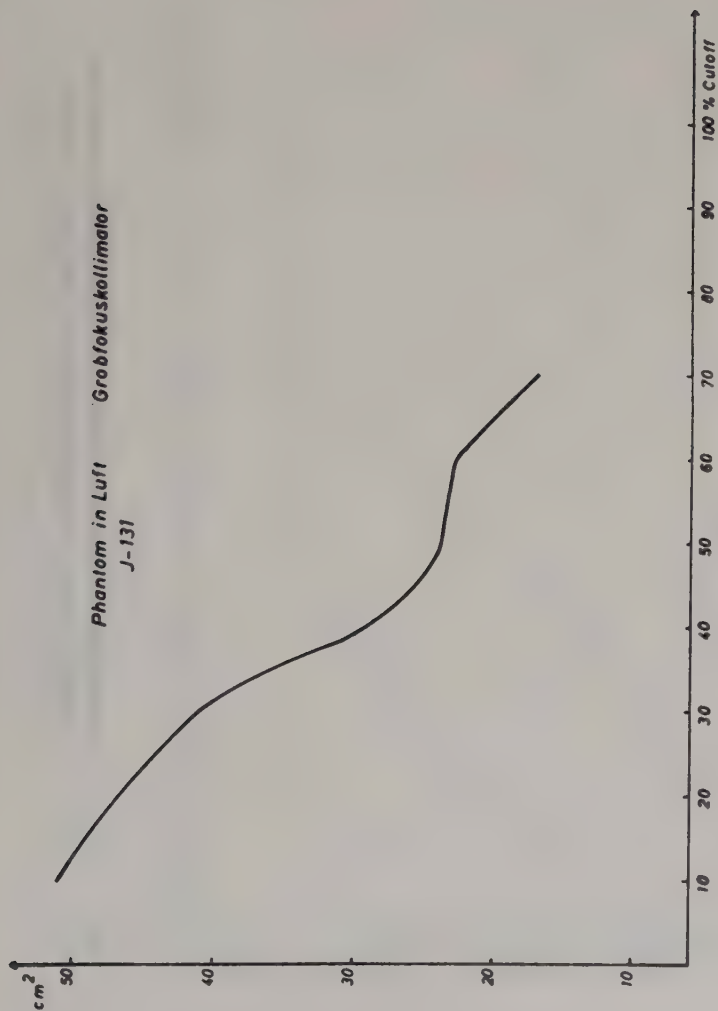


Abb. 12. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms vom verwendeten Cutoff. Grobfokuskollimator. Phantom in Luft.

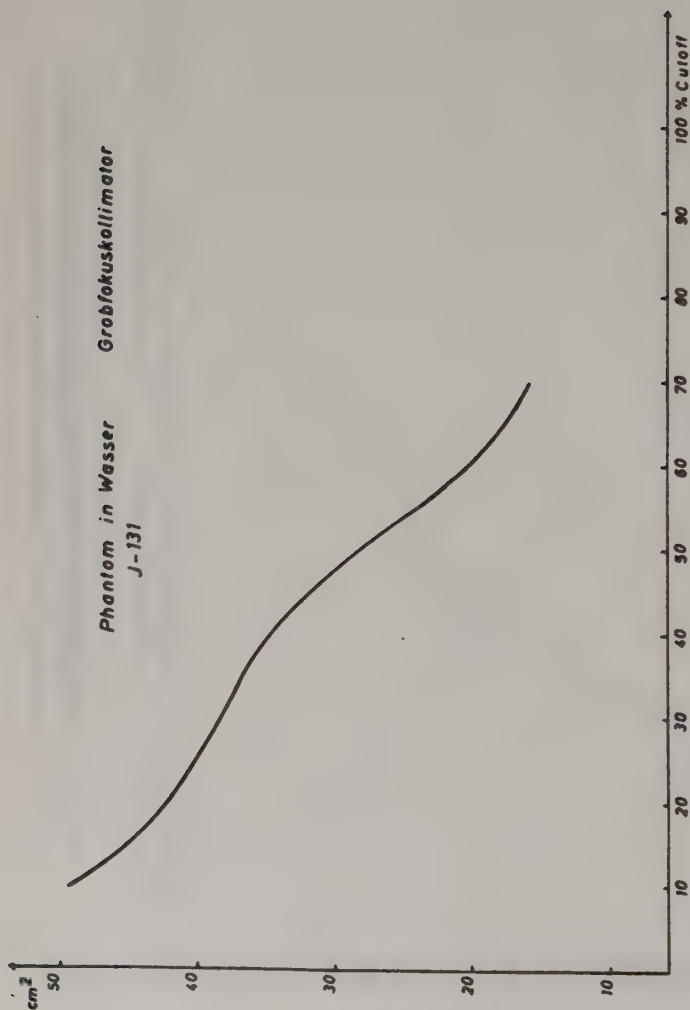


Abb. 13. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms vom verwendeten Cutoff. Grobfokuscollimator. Phantom in Wasser.

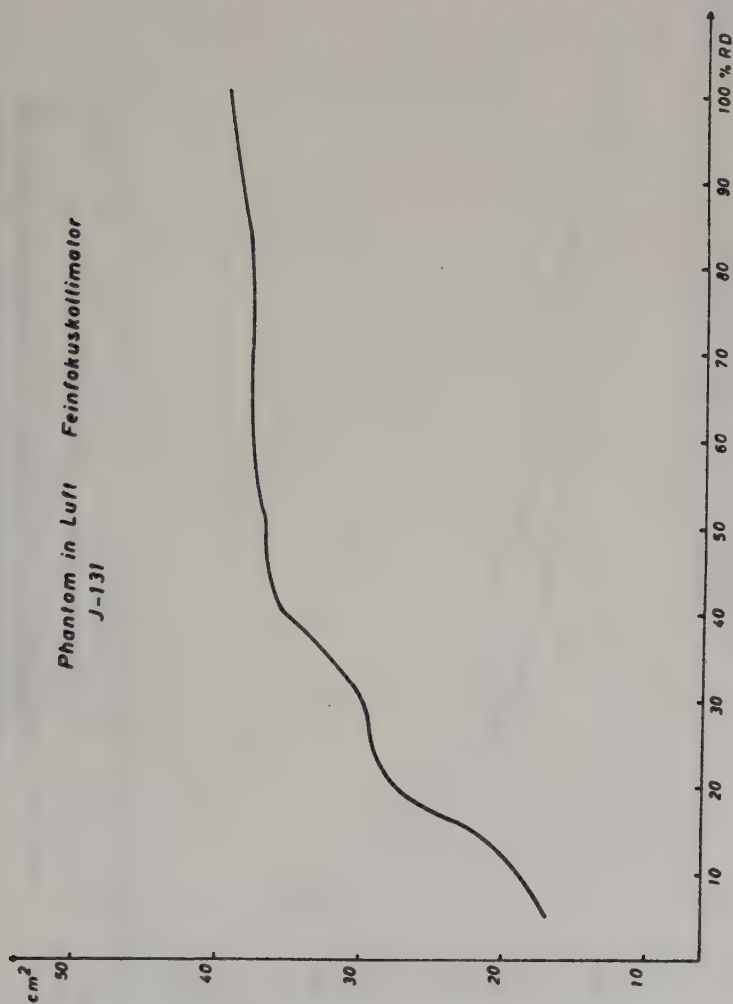


Abb. 14. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms von der gewählten Kontrastanhebung. Fotoszintigramm. Feinfokuskollimator. Phantom in Luft.

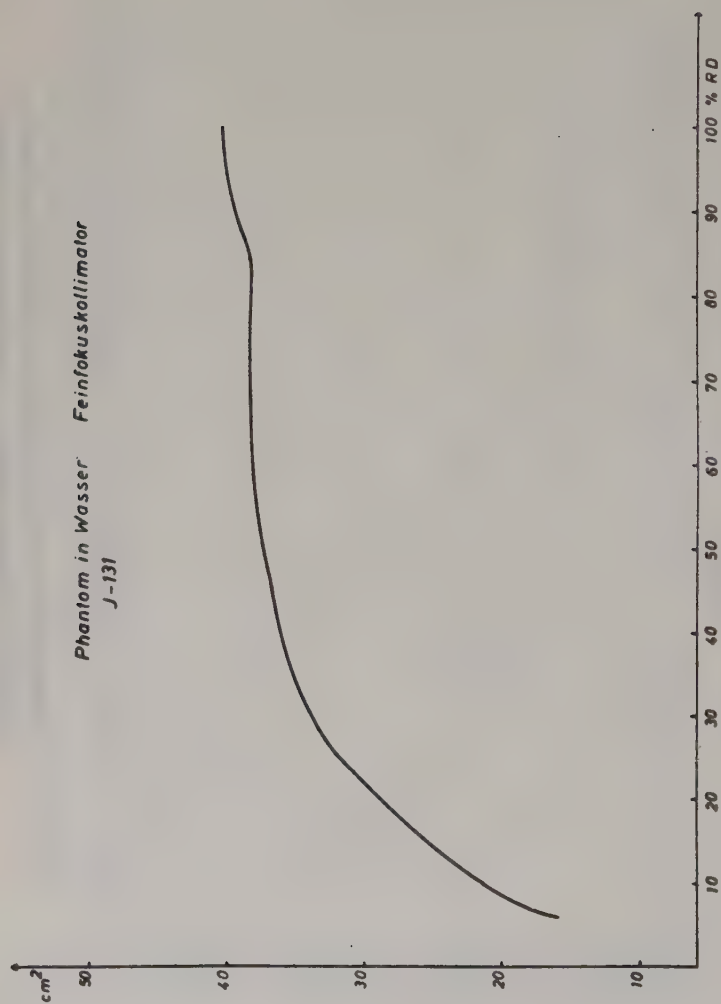


Abb. 15. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms von der gewählten Kontrastanhebung. Fotoszintigramm. Feinfokuskollimator. Phantom in Wasser.

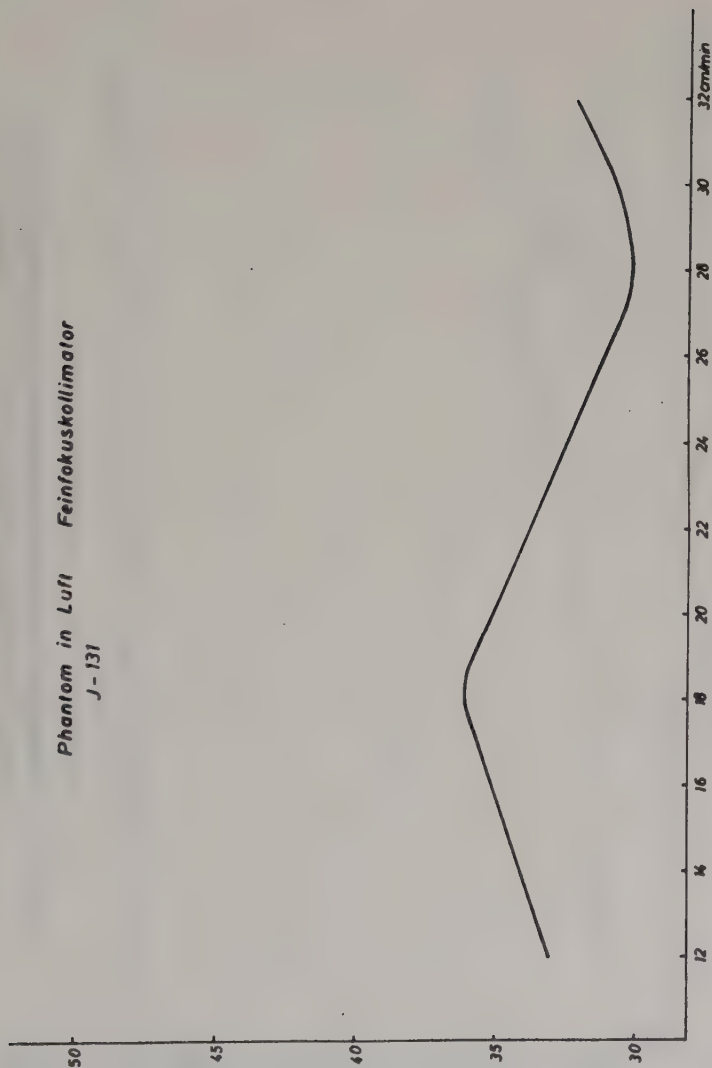


Abb. 16. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms von der Scangeschwindigkeit. Feinfokuskollimator. Phantom in Luft.

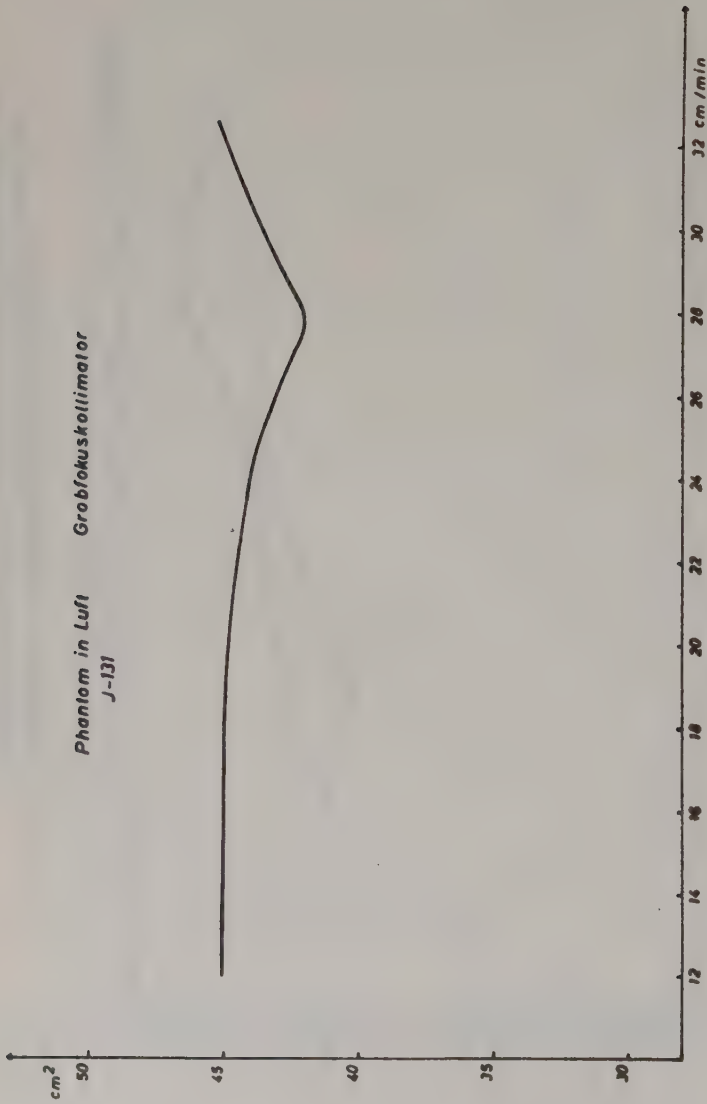


Abb. 17. Abhängigkeit des Flächeninhalts des Szintigramms von der Scangeschwindigkeit, Grobfokuskollimator. Phantom in Luft.

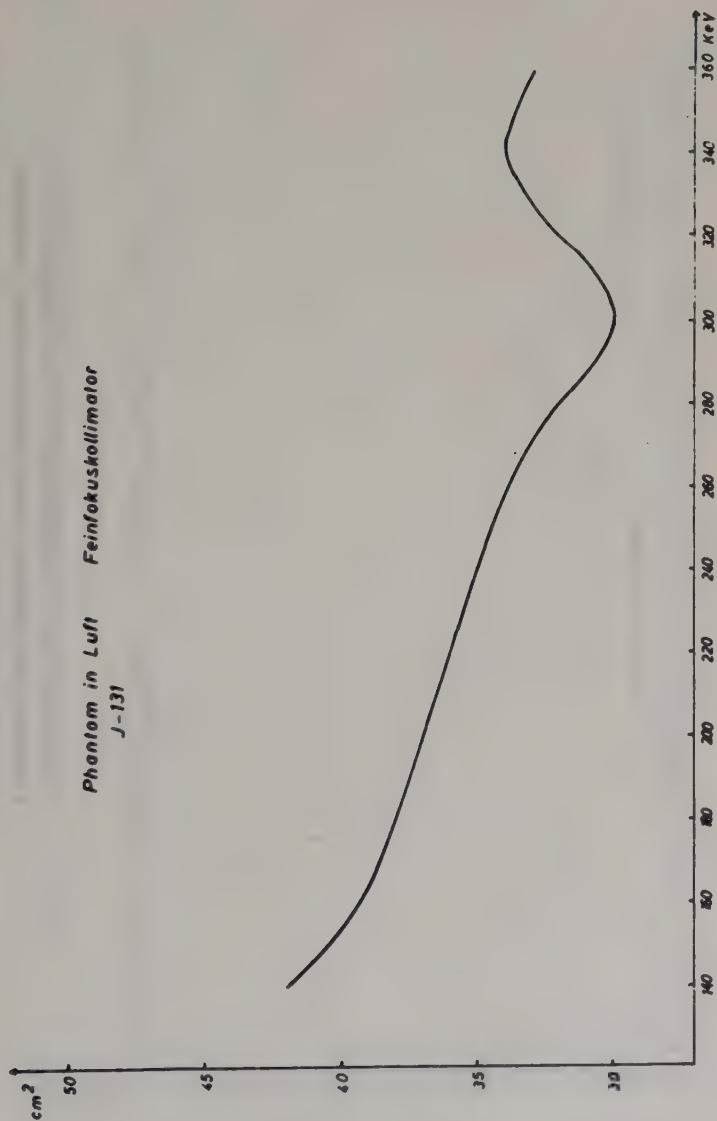


Abb. 18. Abhängigkeit des Flächeninhalts des Szintigramms von der Einstellung der unteren Diskriminatorschwelle. Feinfokuskollimator. Phantom in Luft.

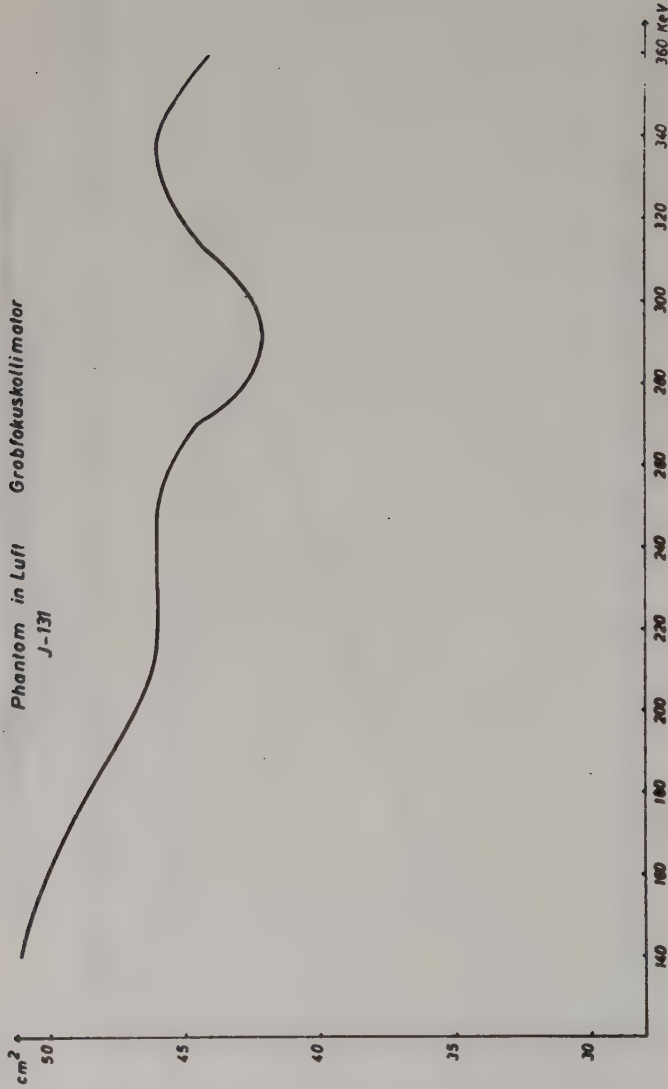


Abb. 19. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms von der Einstellung der unteren Diskriminatorschwelle. Grobfokuskollimator. Phantom in Luft.

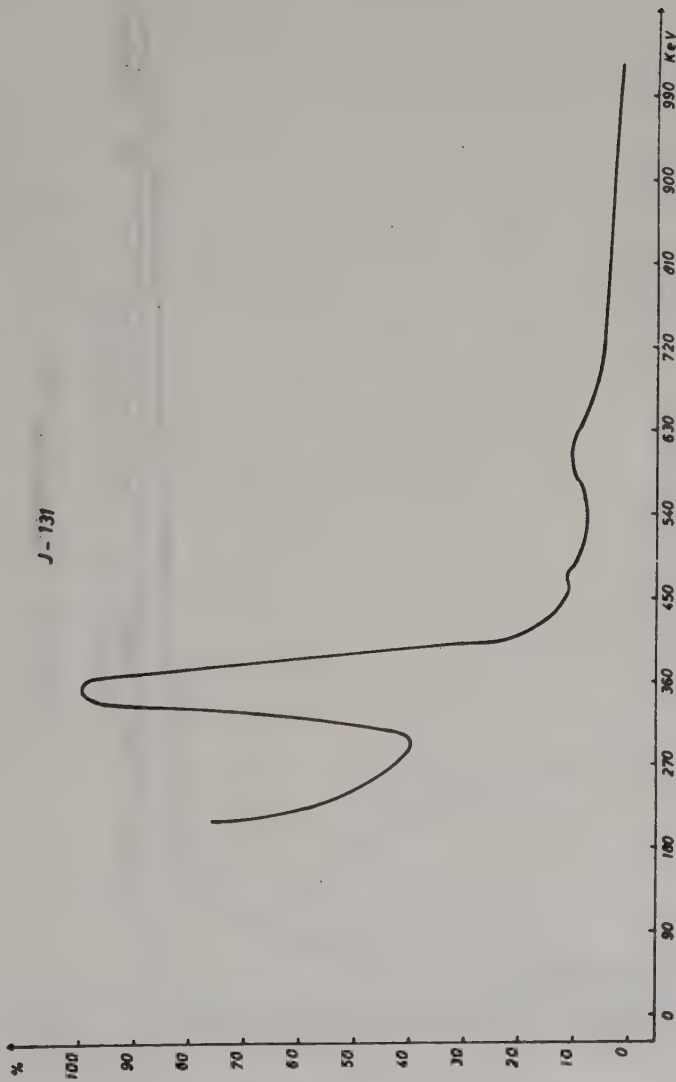


Abb. 20. Spektrum des J^{131} , aufgenommen mit dem verwendeten 3 x 2-Zoll NaJ-Kristall. Fensterbreite 10 keV.

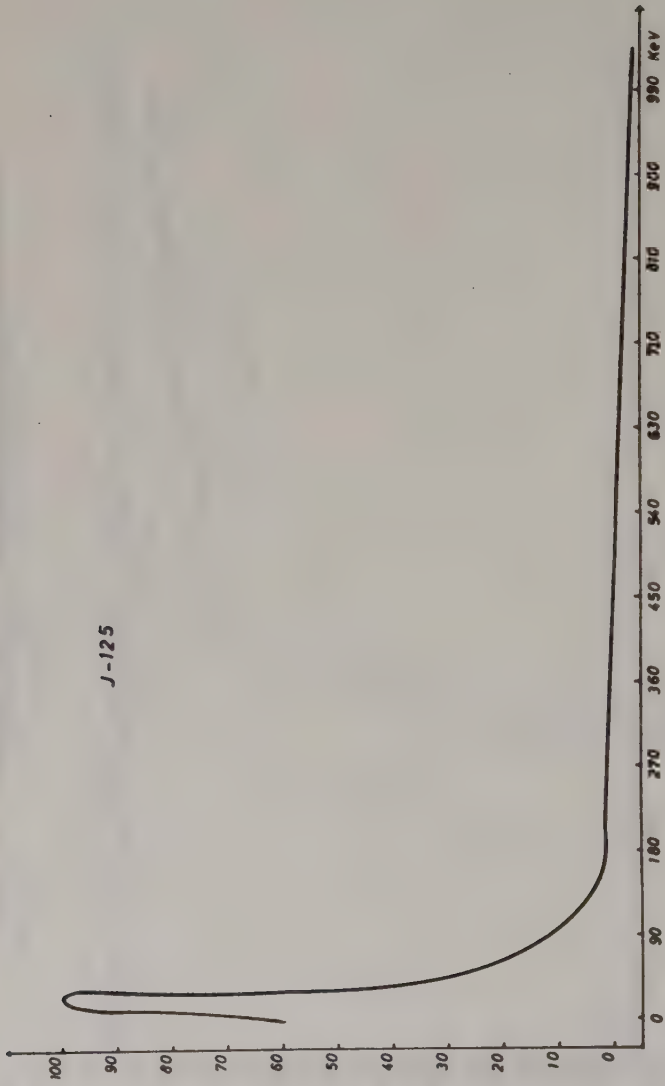


Abb. 21. Spektrum des J^{125} .

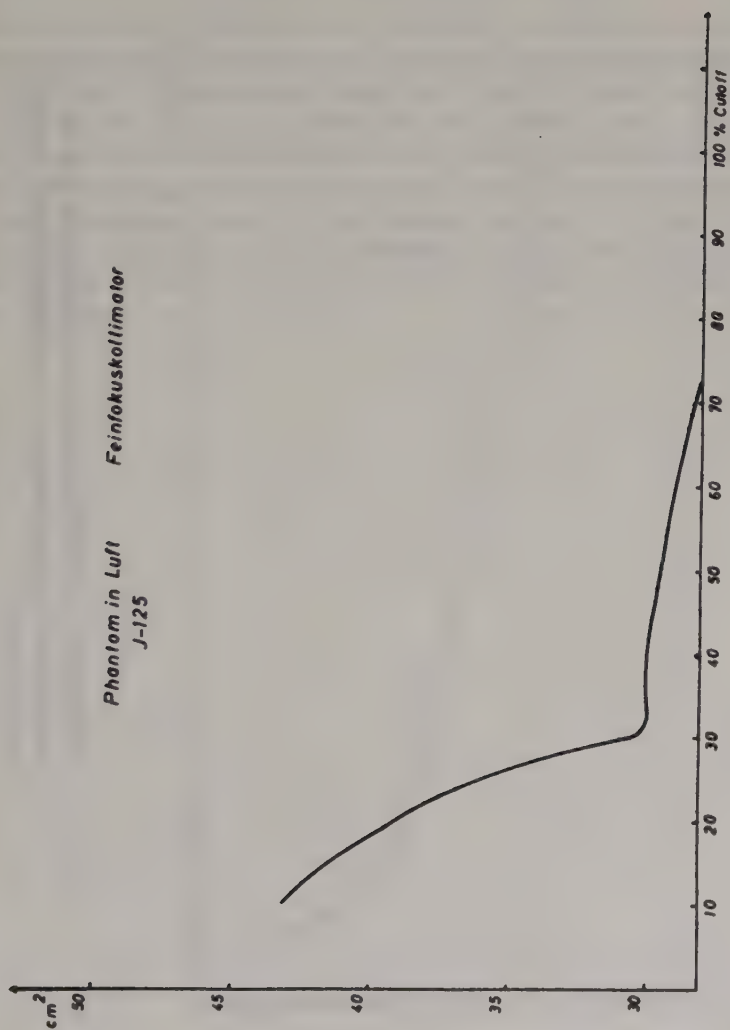


Abb. 22. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms vom verwendeten Cutoff. Feinfokuskollimator, Phantom in Luft. Verwendetes Isotop: Jod-125.

Phantom in Luft Feinfokuskollimator
J-125

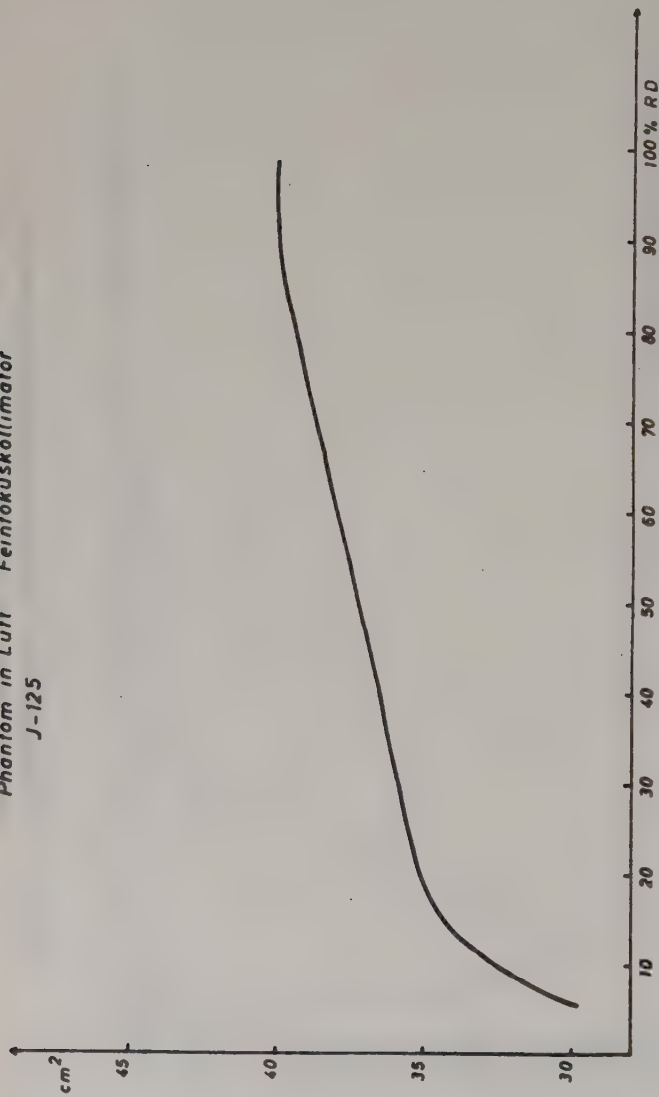


Abb. 23. Abhängigkeit des Flächeninhaltes des Szintigramms von der verwendeten Kontrastanhebung. Feinfokuskollimator, Phantom in Luft. Jod-125.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Es wurde an einem PICKER-Magnascanner mit Hilfe eines Schilddrüsenphantoms der Einfluß der verschiedenen Parameter, wie Cutoff, Kontraststeigerung, Scangeschwindigkeit, Fensterbreite des Spektrometers und Abstand Kollimator-Objekt, auf den Flächeninhalt des Szintigramms untersucht.

Dabei zeigte sich, daß insbesondere eine stärkere Abhängigkeit von der Entfernung Kollimator-Objekt und von Cutoff und Kontraststeigerung besteht. Der Flächeninhalt des Szintigramms kann durch eine Variation dieser Größen in entscheidender Weise beeinflußt werden. Bei Einhaltung eines optimalen Abstandes - entsprechend den Eigenschaften des benutzten Kollimators - bedarf es einer sorgfältigen Einstellung des Cutoff, um alle speichernden Gebiete der Schilddrüse darzustellen. Die gleichzeitige Benutzung von Stylos- und Photoszintigramm erscheint unbedingt notwendig, um optimale Aussagen sowohl über Größe und Form als auch über unterschiedliche Speicherungsverhältnisse zu erhalten.

LITERATUR

1. ALLEN, H. C., and W. E. GOODWIN: Scintillation counter as an instrument for in vivo determination.
Radiology 38 (1952), 68
2. ALLEN, H. C., F. J. KELLY, and J. A. GREENE: Observation on nodular thyroid gland with gammagraph.
J. Clin. Endocrinol. 12 (1952), 1356
3. BAUER, F. K.: Scanning in thyroid cancer. Medical Radioisotope Scanning.
IAEA, Wien 1959, S. 225
4. BAUER, F. K., W. F. GOODWIN, R. L. LIBBY, and B. CASSEN: Visual delineation of thyroid gland in vivo.
J. Lab. and Clin. Med. 39 (1952), 153
5. BENDER, M. A.: Photoscanning detection of radioactive tracers in vivo.
Science 125 (1957), 443
6. BENDER, M. A., and M. BLAU: Photoscanning, Medical Radioisotope Scanning.
Wien 1959, IAEA, S. 31
7. BENDER, M. A., and M. BLAU: Versatile, high-contrast photoscanner for localisation of human tumors with radioisotopes.
Internat. J. Appl. Rad. 4 (1959), 154
8. BENDER, M. A., and M. BLAU: Detection of liver tumors with I^{131} Rose Bengal.
Medical Radioisotope Scanning.
IAEA, Wien 1959
- 8a. BLAU, M., and BENDER, M. A.: Se^{75} Selenomethionine for visualization of the Pancreas by isotope scanning.
Radiology 78 (1962), 974
9. BONTE, F. J., J. S. KROHMER, M. C. L. BALDWIN, F. B. HARRIS, and C. H. TSENG: Scintillation scanning of liver.
Texas J. Med. 57 (1961), 26
10. BONTE, F. J., H. L. BRYAN, J. S. KROHMER, and H. L. MIZE: Scintillation scanning of liver.
South M. J. 53 (1960), 754
11. CASSEN, B., L. CURTIS, and C. REED: Sensitive direction gamma-ray detector.
Nucleonics 6 (1960), 78

12. CASSEN, B., L. CURTIS, C. W. REED, and R. L. LIBBY: Instrumentation for J-131 use in medical studies.
Nucleonics 9 (1951), 46
13. CHRISTIE, J. H., and W. J. MCINTYRE: Information limitations of radio-isotope scanning.
Radiology 79 (1962), 472
14. DESGAREZ, A., C. RAYNAUD, P. BLANCHON et C. KELLERSHOHN:
Le scintigramme rénal obtenu grâce à l'utilisation d'un diurétique mercuriel marqué. Considérations préliminaires.
Bull. Mém. Soc. Méd. Hôp. Paris 77 (1961), 536
15. DONATO, L., M. F. BECCHINI, and S. PANICHI: Liver scanning with colloidal radiogold. Medical radioisotope Scanning. IAEA, Wien 1959, S. 87
16. ENDLICH, H., P. HARPER, R. BECK, W. SIEMENS, and K. LATHROP:
The use of J-125 to increase isotope scanning resolution.
Am. J. Roentgen. 87 (1962), 148
17. EPHRAIM, K. H.:
Detection of liver tumors with colloidal radiogold.
Amer. J. Roentgen. 87 (1962), 141
18. FELLINGER, K., R. HÖFER, und H. VETTER:
Szintigraphie der Schilddrüse mit Jod¹²⁵.
Nuklearmedizin 3 (1962), 20
19. FISCHER, J. und R. WOLF: Die Szintigraphie der Milz mit Cr⁵¹.
Symposium der Schweiz. Akad. der med. Wiss. über Szintigraphie und Radiocardiographie.
Basel 28. - 30. 9. 1962
20. FISCHER, J. und R. WOLF: Die szintigraphische Darstellung der Milz mit Radiochrom (Cr-51).
Dtsch. med. Wschr. 88 (1963), 305
21. FISCHER, J. und R. WOLF: Grundlagen und Technik der Milzszintigraphie.
Acta hepato-Splenologica 10 (1963), 209
22. FISCHER, J. und R. WOLF: Die quantitative Abschätzung der Milzgröße mit Hilfe der Szintigraphie.
Dtsch. med. Wschr. 88 (1963), 1430
23. FISCHER, J., G. SEVERIN und R. WOLF: Die Stellung der Szintigraphie im Rahmen der Radiologischen Milzdiagnostik.
Acta radiol. (Stockholm) (im Druck)

24. FRIEDEL, H.L., W.McINTYRE, and A.M.REJALL: Method for visualization of configuration and structure of liver, Part A. Preliminary clinical investigation.
Amer.J.Roentgen. 77 (1957), 455
25. FROST, D. und W.SCHUHMACHER: Verteilungsmessung radioaktiver Isotope, 1.Mitteilung.
Strahlentherapie 103 (1957), 3
26. FROST, D. und W.SCHUHMACHER: Verteilungsmessung radioaktiver Isotope, 2.Mitteilung.
Strahlentherapie 104 (1957), 1
27. FROST, D. und W.SCHUHMACHER: Das Photogammagramm in der klinischen Praxis.
Röntgen-Blätter 12 (1959), 177
28. GOODWIN, W.E., B.CASSEN, and F.BAUER: Thyroid gland weight determination from thyroid scintigrams with postmortem verification.
Radiology 61 (1953), 88
29. GROS, C.M., R.KEILING et P.BURGY: La scintigraphie hépatique. Possibilités et limites actuelles.
Annales de Radiologie 5 (1962), 1
30. GROS, Ch.M., et R.KEILING: De la gammagraphie: Principe et indications actuelles.
J.Radiol.Electrol. 42 (1961), 297
31. HAACKE, W., R.WOLF, J.FISCHER und H.G.GOETSCH: Auswertung von Photoszintigrammen mit Hilfe einer Fernseheinrichtung.
Nuklearmedizin 4 (1964), 91
32. HAYN, T., M.M.NOFAI, E.A.CARR Jr., and W.H.BAIERWALTES: The use of J-131-labelled contrast media in scintillation scanning of the kidney.
J.Lab.Clin.Med. 58 (1961), 598
33. HELANDER, C.G., L.JONSSON, and L.G.LARSSON: Venographic and scintillographic demonstration of liver metastases.
Acta radiol. (Stockholm) 50 (1958), 533
34. HORST, W.: Klinische Szintigraphie mit dem Nukleograph.
SRW-Nachrichten 9 (1959)
35. JAMMET, H., R.GONGORA, G.BILSKI-PASQUIER, G.DUHAMEL, G.MARCHAL: L'autogrammagraphie splénique.
Sem.Hép. Paris 38 (1962), 1047

36. JOHNS, H.E., and J.F.CEDERLAND: Basic principles of scintillation counting. Medical Radioisotope Scanning. IAEA, Wien 1958, S.41
37. JOHNSON, P. M. , and J.C.HERION: Technical considerations in scintillation scanning of the human spleen. Radiology 76 (1961), 438
38. JOHNSON, P.M., J.C.HERION, and S.L.MOORING: Scintillation scanning of normal human spleen utilizing sensitized radioactive erythrocytes. Radiology 74 (1960), 99
39. JOHNSON, Ph.M., E.H.WOOD, and S.L.MOORING: Splenic scintillation scanning. Amer.J.Roentgenol. 86 (1961), 757
40. KAUFMANN, G. und H.ERNST: Fotoscanning, eine trägheitslose Registrierung von Modulation-Gammagrammen. Strahlentherapie 107 (1958), 493
41. KELLY, F.J.: Observation on the calculation of thyroid weight, using empirical formulae. J.Clin.Endocrin. and Metab. 14 (1954), 326
42. KROHMER, J.S., F.J.BONTE: Scintillation scanning of the liver: I. Physikalische Grundlagen, II. Klinische Grundlagen. Amer.J.Roentgenol. 88 (1962), 269
43. KUHL, D.E.: Rotational scanning of liver. Radiology 71 (1958), 875
44. LIBBY, R.L.: Empirical formulae for the estimation of thyroid weight. J.Clin.Endocrin. and Metab. 14 (1954), 1265
45. McAFEE, J.G., and H.N.WAGNER: Visualization of renal parenchyma by scintiscanning with Hg-203 neohydrin. Radiology 75 (1960), 820
46. McINTYRE, W.J.: A method for the visualization of the configuration and structure of the liver. Amer.J.Roentgenol. 77 (1957), 455
47. McINTYRE, W.J., and J.H.CHRISTIE: Problems in data presentation in radioisotope scanning. X. International Congress of Radiology, 26.8. - 1.9.1962 in Montreal
48. McINTYRE, W.J., and T.S.HOUSER: Method for visualizing configuration and structure of liver. Part B. Counting rate cutoff circuit for increasing contrast in automatic scanning. Amer.J.Roentgenol. 77 (1957), 471

49. MYERS, W.G., and J.C.VANDERLEEDEN: Radioiodine-125.
J.Nuclear Med. 1 (1960), 149
50. PRÄG, R.: Automatische Aufzeichnung der Verteilung von Radioisotopen
im Körper.
Strahlentherapie 110 (1959), 3
51. REJALL, A.M., W.J.McINTYRE, and H.FRIEDEL: Radioisotope method
of visualization of blood pools.
Rad. Therapy a. Nuclear Med. 79 (1958), 129
52. VON RENFER, H.R., G.G.PORETTI, G.MISSIMI und A.ZOPPINGER: Hep-
atographie mit radioaktivem Gold.
Schw.Med.Wschr. 87 (1957), 255
53. SCHEER, K.E.: Die Szintigraphie mit Radioisotopen als Hilfsmittel der
Tumor-Diagnostik.
Dtsch.med.Wschr. 85 (1959), 1338
54. SCHUHMACHER, W.: Die Darstellung von Hirn- und Nierentumoren durch
die positiven und negativen Kontraste im nicht-linearen Photogamma-
gramm.
Strahlentherapie 113 (1960), 1
55. SCHUHMACHER, W.: Die Diagnostik von Leber- und Gallenwegserkran-
kungen einschließlich der Tumoren mit Hilfe radioaktiv markierter Ver-
bindungen.
Dtsch.med.Wschr. 87 (1962), 347
56. SINNER, W.: Das szintigraphische Bild der Leber nach intravenöser Gabe
von radioaktivem kolloidalem Gold (Au-198).
Fortschr.Röntgenstr. 97 (1962), 286
57. SPINELLI-RESSI, F.: Lo scintillogramma della milza mediante globuli
rossi marcati con Cr-51.
Minerva nucleare 6 (1962), 266
58. STIRRET, L.A., E.T.YUHL, and R.L.LIBBY: Hepatic radioactivity survey
Radiology 61 (1962), 930
59. TAXDAL, D.R., and J.G.McAFEE: Radioisotope localization of intra-
cranial neoplasia utilizing the focusing collimator scintillation counter
with photoscan attachment.
Southern Med.J. 53 (1960), 418
60. TUBIANA, M. et P.ALBAREDE: Quelques problèmes posés par la gamma-
graphie.
Annales de Radiologie 5 (1962), 173

61. TUBIANA, M. et P.SUE: Intérêt médical de l'examen topographique de la thyroïde par mesure externe du radioïde.
Presse méd. 59 (1951), 1027
62. WAGNER Jr., H.N., J.J.McAFEE, and J.M.MCZLEY: Diagnosis of liver disease by radioisotope scanning.
Trans.Ass.Amer.Physicians 73 (1960), 147
63. WAGNER Jr., H.N., I.G.McAFEE, and J.W.WINKELMAN: Splenic disease diagnosis by radioisotope scanning.
Arch.int.Med. 109 (1962), 673
64. WESTPHAL, R.D., J.R.RIESSER, D.MOTZKIN, E.E.ERICKSON, and M.C.MORGAN: Delineation of human kidneys by scintillation scanning.
Amer.J.Roentgenol. 87 (1962), 161
65. WINKELMAN, J.W., H.N.WAGNER Jr., J.G.McAFEE, and J.M.MOZLEY: Visualization of the spleen in man by radioisotope scanning.
Radiology 75 (1960), 465
66. WOLF, R.: Organvolumenbestimmung mit Hilfe der Szintigraphie.
Herbsttagung der Südwestdeutschen und Hessischen Röntgenologen.
Pforzheim, Okt. 1962
67. YAGAN, R., McINTYRE, W.J., and J.H.CHRISTIE: Estimation of liver size by the multiple cutoff scintillation scanning technique.
Amer.J.Roentgenol. 88 (1962), 289
68. ZILLIOTTO, D. et P.CARENZA: La scintillografia nella diagnostica tiroidea.
Acta Isotopica 1 (1961), 1
69. ZILLIOTTO, D.: Hepatography and study of liver function by means of J-131 rose bengal.
Minerva Med. 2 (1960), 217

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr.med. L. Diethelm
meinen herzlichen Dank aussprechen für die Anregung zu dieser
Arbeit und für die freundliche Überlassung des Arbeitsplatzes in
seinem Institut.

Ebenfalls gilt mein Dank Herrn Dipl. -Phys. Dr. R. Wolf für seine
stete Hilfsbereitschaft.

LEBENS LAUF

Ich, Elias Tichbi, wurde am 19. September 1935 in Teheran/Iran als Sohn des Yacheskel Tichbi und seiner Ehefrau Farhang geboren.

Ich besuchte 6 Jahre die Volksschule in Teheran, anschließend 6 Jahre lang die höhere Schule, die ich mit dem Abitur verließ.

Seit 1958 studiere ich an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz Medizin. Im Wintersemester 1960/61 bestand ich das Physikum. Das medizinische Staatsexamen legte ich im Jahre 1964 mit der Note "gut" ebenfalls in Mainz ab.

